

**VERGLEICH DES DOSISFLÄCHENPRODUKTES
BEI PATIENTEN MIT
RÖNTGENKONTRASTUNTERSUCHUNGEN
DES MAGENS MIT INTERMITTIERENDER UND
KONTINUIERLICHER
DURCHLEUCHTUNGSTECHNIK**

Christine Porzel

1975



Digitized by the Internet Archive
in 2026

AUS DER KLINIK UND POLIKLINIK
FÜR RADIOLOGIE
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. J. Lissner

VERGLEICH DES DOSISFLÄCHENPRODUKTES BEI
PATIENTEN MIT RÖNTGENKONTRASTUNTERSUCHUNGEN
DES MAGENS MIT INTERMITTIERENDER UND
KONTINUIERLICHER DURCHLEUCHTUNGSTECHNIK

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwigs - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Christine Porzel

aus

Bernau

Jahr

1974

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. J. Lissner

Dekan: Prof. Wolfgang Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 29. Juli 1975



Meinen lieben Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

	<u>Seite</u>
I EINFÜHRUNG	1
II ALLGEMEINER TEIL	3
A HISTORISCHER ÜBERBLICK	3
B PRINZIP DER INTERMITTIERENDEN DURCHLEUCHTUNG	9
DOSISLEISTUNGSREGELUNG	12
C MATERIAL UND METHODIK	16
FLÄCHENDOSIMETER	16
MATERIAL	17
METHODIK	19
PROTOKOLLBEISPIEL FÜR DIE INTER- MITTIERENDE DURCHLEUCHTUNG	22
PROTOKOLLBEISPIEL FÜR DIE KONTI- NUIERLICHE DURCHLEUCHTUNG	23
D RESULTATE	24
E DISKUSSION	34
F TABELLARISCHE ZUSAMMENSTELLUNG DER ERGEBNISSE MIT GRAPHISCHEN DARSTELLUNGEN	41
G ZUSAMMENFASSUNG	70
H LITERATUR	72

I. EINFÜHRUNG

Am 1. September 1973 trat in Deutschland die "Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen" (RöV) in Kraft. Damit wurde die Anwendung von Röntgenstrahlen auf den lebenden Menschen erneut gesetzlich geregelt. Diese Anwendung hat laut § 22 RöV so zu erfolgen, daß "die Strahlenbelastung der zu untersuchenden oder zu behandelnden Person so gering wie möglich gehalten wird".

Bei einer normalen Durchleuchtung ist in etwa 20 sec die gleiche Strahlendosis wie bei einer einzigen Zielaufnahme erreicht. Die Strahlenbelastung für Patient und Arzt wird deshalb bei länger dauernden Untersuchungen hauptsächlich von der Durchleuchtung bestimmt.

Bei der Fernsehdurchleuchtung beträgt die durchschnittliche Eintrittsdosisleistung am Patienten ca. 1 mR/sec. Diese hohe Strahlenbelastung ist erforderlich, um etwa 20 uR/sec am Eingangsschirm des Röntgenbildverstärkers zu erreichen. Bei dieser Dosisleistung ist die Bildqualität des Fernsehdurchleuchtungsbildes durch das Quantenrauschen noch nicht nennenswert beeinträchtigt.

Die Möglichkeit der Dosisreduzierung mit Hilfe der intermittierenden Fernsehdurchleuchtung wurde schon bald nach Einführung des Röntgenfernsehens erkannt. Bei der gepulsten Durchleuchtung wird die Strahlung z.B. im Intervall von einer Sekunde kurz impulsförmig eingeschaltet. In den Strahlungspausen wird das Röntgenbild über einen elektronischen Speicher kontinuierlich wiedergegeben.

Der Rhythmus der Röntgenimpulse kann variiert und der Geschwindigkeit von Organbewegungen anpaßt werden.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Dosisbelastung des Patienten, bei Röntgenkontrastuntersuchungen des Magens, unter Anwendung einer intermittierenden Durchleuchtungstechnik. Anhand eines größeren Patientenkollektivs mit ähnlichen diagnostischen Merkmalen und standardisierter Durchleuchtungs- bzw. Ziel-
aufnahmetechnik soll die intermittierende mit der konventionellen Durchleuchtung verglichen werden.

II. ALLGEMEINER TEIL

A. HISTORISCHER ÜBERBLICK

Mit der Einführung des Röntgenfernsehens begann eine neue Ära der Röntgendiagnostik. Heute ist es selbstverständlich, daß das Röntgenfernsehen die konventionelle Durchleuchtungstechnik fast vollkommen verdrängt hat. Es gilt im Gegenteil schon die Erfahrung, daß in alter Durchleuchtungstechnik erfahrene Radiologen, die im Fall einer Störung der Fernsehanlage die Möglichkeit haben auch konventionell zu durchleuchten, lieber abwarten, bis der Techniker die Fernsehanlage wieder in Ordnung gebracht hat.

Die früher allgemein propagierte Ansicht, daß mit der Fernsehdurchleuchtung auch eine Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten verbunden sei, erwies sich auf Grund zahlreicher Überprüfungen (4) als falsch. Für den Arzt wurde das Strahlenrisiko vielleicht etwas vermindert, da er nicht mehr unmittelbar am Patienten zu arbeiten brauchte. Sicher ist die Verminderung der Strahlenbelastung für den Arzt bei fernbedienbaren Durchleuchtungsarbeitsplätzen.

Die Umsetzung des Bildes vom Leuchtschirm in das Fernsehbild erlaubte mit elektronischen Mitteln eine Vielzahl von Manipulationen mit dem Fernsehbild. So konnte man mit geringem Aufwand das Videosignal zur Dokumentation und zeitlich unabhängigen Wiedergabe benutzen. Aber auch Veränderungen des Bildes im Sinne einer Bildbeeinflussung waren möglich.

Hier sind die Möglichkeit der Harmonisierung und Videometrie zu erwähnen.

Im Rahmen der neuen Strahlenschutzgesetze und vor allem aber im Interesse einer allgemeinen optimalen Strahlenhygiene - wir wissen letztlich heute noch nicht, wie sich die Strahlenbelastung durch diagnostische Untersuchungen auf die nachfolgenden Generationen auswirken wird - ist eine Verminderung der Strahlenbelastung für den Patienten nach wie vor von vorrangiger Bedeutung, da auch heute der diagnostische Eingriff einer Röntgenuntersuchung - der Patient wird der Strahlung ausgesetzt - immer noch streng abgewogen werden muß, ob er wirklich erforderlich ist.

Die größte Strahlengefährdung für den Patienten ist die Durchleuchtung, da hier der zeitliche Ablauf und die Strahlungseinwirkung vom Durchleuchtenden allein bestimmt wird. Allgemein durchleuchtet er solange, wie er zur Abklärung eines Geschehens braucht.

Auf Grund der besseren Bildverhältnisse stellt der Durchleuchter heute die Diagnose im wesentlichen schon während der Durchleuchtung.

Die Zielaufnahmen dienen in hohem Prozentsatz nur mehr der Dokumentation (Diss. Wölflé, 1974, Universität München).

Zur Zeit der konventionellen Durchleuchtung wurde z. B. bei der Magen-Darm-Diagnostik der Leuchtschirm im wesentlichen als Zieleinrichtung benutzt. Aus diesem Wandel wird verständlich, daß heute die Strahlenbelastung bei der Durchleuchtung eher zu, aber nicht abgenommen hat.

Der Gedanke einer nicht kontinuierlichen Durchleuchtung ohne längere Bildunterbrechung mit dem Ziel einer Herabsetzung der Strahlenmenge ist nicht neu. Im wesentlichen sind solche Unternehmungen an Bildspeicher gebunden. Man unterscheidet zwei Hauptgruppen: die magnetischen und die elektronischen Speichergeräte.

1958 setzten Wallman und Wickbom als erste elektronische Speicherröhre die Hughes Aircraft Tonotron Röhre ein (12). In ihrem Bericht beschrieben und diskutierten die Autoren zwei Röntgenfernsehsysteme mit Bildverstärker und Vidikonkamera, das erste mit einer gewöhnlichen Bildröhre, das zweite mit dem Tonotron, einer Bildspeicherröhre. Letzteres führte zwar zu einer Dosisreduzierung, fand aber vermutlich wegen der reduzierten Bildqualität, hauptsächlich in der chirurgischen Orthopädie, z. B. für die Kontrolle der Einrichtung von Frakturen, Anwendung.

Eine ähnliche Bildspeicherröhre war die Raytheon Qk 685 Röhre, die Berci und Seyler benutzten. Die erzielte Auflösung war besser als die der bisherigen Systeme, doch führten Graustufenkompression, elektronische Schaltungsprobleme und die hohen Anschaffungskosten dazu, daß diese Einheit nicht weiter verwendet wurde.

1963 stellte die gleiche Forschergruppe ein in Australien entwickeltes System vor (1), welches abwechselnd "live" und gespeicherte Röntgenfernsehbilder wiedergab. Hauptziel dieser Anlage war auch hier die größtmögliche Verminderung der Strahlenbelastung. Ihre Anwendung lag in der Hauptsache im Bereich der Traumatologie, der orthopädischen Chirurgie und der Endoskopie.

1962 berichteten Webster und Smith (13) über ein Stereo-Bildspeichersystem, dessen Hauptprinzip darin bestand, daß aus zwei nebeneinanderliegenden Röntgenröhren abwechselnd Röntgenstrahlen erzeugt wurden. Die Verzögerung zwischen den Pulspaaren war kontrollierbar.

Schut und Oosterkamp (10) erweiterten das Spektrum der Röntgentechnik durch ihre Entwicklung rotierender Magnetscheiben in der Fernsehbildspeicherung.

Trotz der technischen Probleme, die die Speicherung und Betrachtung eines Einzelbildes immer noch darstellte, begannen Docker und Astley 1968/69 (2) an einem intermittierenden System zu arbeiten, das die Übertragung von "live" und gespeichertem Durchleuchtungsbild auf dem Fernsehmonitor erlaubte.

Die erste Einheit erzeugte kurze Röntgenimpulse, die direkt auf dem Monitor betrachtet werden konnten. Der Nachteil dabei war, daß das Bild

in kurzen Abständen erschien. Die zweite Einheit verwendete den Video-Plattenspeicher und zeigte damit ein relativ konstantes Bild. Diese Anlage wurde, nachdem man eine Dosisreduzierung um den Faktor 20 erzielte, für Zystographien, Intubationsverfahren und Biopsien des Magen-Darmtraktes empfohlen.

Wegen der eingeschränkten Bildqualität, des zu raschen Löschen des Bildes und der zu großen Intervalle zwischen den einzelnen Bildern haben sich die oben genannten Systeme nur für bestimmte diagnostische Untersuchungsmethoden bewährt.

In Kopenhagen entwickelten nun Dorph u.a. 1970 ein gepulstes Durchleuchtungssystem (3), bei welchem die Dosisreduzierung nahezu 90 Prozent betrug und die Bildqualität zufriedenstellte. Die Untersuchungen wurden von einem einzigen Radiologen an etwa 100 magenerkrankten Patienten durchgeführt, wobei eine Gruppe konventionell, die andere intermittierend, durchleuchtet wurde.

Mit einer ähnlichen Methode erreichte Miller 1971 (9) ebenfalls bei gastrointestinaler Durchleuchtung eine Dosiseinsparung von 80 Prozent.

1972 entwickelte Grollmann (5) in Kalifornien eine Durchleuchtungseinheit mit niedrigerer Pulszahl, die durch Einbeziehung eines magnetischen Video-disk-recorders eine erheblich verminderte Strahlenbelastung erbrachte. Das Playback ergab ein flimmerfreies, kontinuierliches Bild. Erfolgreich angewandt wurde die Einheit

bei Herzkatheterisierung und selektiver coronarer Angiographie.

Krametz von der Mc Master University stellte 1973 eine Fernseh-Bildspeicher-Anlage mit Halbleiter-Speicherröhre vor (8). Er verwendete für seine Versuche eine Lithocon-Röhre, die als Halbleitermaterial eine Siliciumkombination enthielt. Sie war in Bezug auf Bildqualität und Dosiseinsparung dem Plattenspeicher gleichwertig, galt aber als mechanisch unempfindlicher und zuverlässiger.

B. PRINZIP DER INTERMITTIERENDEN DURCHLEUCHTUNG

Für unsere intermittierende Durchleuchtung wurde ein Labormuster * entwickelt, um die Anforderungen zu untersuchen, die sich im klinischen Routinebetrieb, speziell auch im Hinblick auf die neue Röntgenbildverstärkergeneration, ergeben. Das eingesetzte Muster umfaßt neben den üblichen Elementen eines Durchleuchtungsgerätes wie Generator, Röntgenröhre, Röntgenbildverstärker, Fernsehkamera und Untersuchungsmonitor, einen Plattenspeicher und setzt eine Kinopulsanlage, d. h. eine gittergesteuerte Röntgenröhre, voraus. Eine motorische Irisblende verhindert die Überstrahlung der Fernsehaufnahmeröhre.

Bei der intermittierenden Durchleuchtung wird die Röntgenstrahlung in einem wählbaren Rhythmus periodisch kurzzeitig eingeschaltet. In den Strahlungspausen wird das Röntgenbild von der Speichereinheit kontinuierlich wiedergegeben.

Der Takt der intermittierenden Durchleuchtung wird mit einem, von der vertikalen Ablenkfrequenz synchronisierten, einstellbaren Impulsgenerator bestimmt. Dieser gibt gleichzeitig den Befehl zum Öffnen des Gitters der Röntgenröhre (die Pulsdauer von ca. 2 msec wird durch einen monostabilen Multivibrator bestimmt) und einen 20 msec langen Impuls für die Strahlsperrung der Fernsehaufnahmekamera. So erreicht man, daß der Aufbau des Ladungsbildes auf dem Vidikontarget nicht durch den Elektronenstrahl gestört wird.

* An dieser Stelle möchten wir dem Entwicklungslabor der Firma Siemens und insbesondere den Herren Prof. Gudden, Schott und Haendle für den Bau und die Bereitstellung des Gerätes unseren Dank sagen.

Nach Ende der Strahlsperrung wird das im Vidikon gespeicherte Bild abgetastet. Zuvor erhält der Plattenspeicher einen Impuls, der folgende Funktionen gleichzeitig auslöst:

1. Umschaltung auf EE-Bild (EE: Elektronik-Elektronik; als Ausdruck dafür, daß das Bild lediglich das am Eingang des Plattenspeichers anliegende Signal ist, welches die Elektronik des Speichers, nämlich Modulator und Demodulator, durchlaufen hat);
2. Einschalten des Löschvorganges (vorheriges Bild wird gelöscht);
3. Aufzeichnung des neuen Bildsignals von der Fernsehkamera.

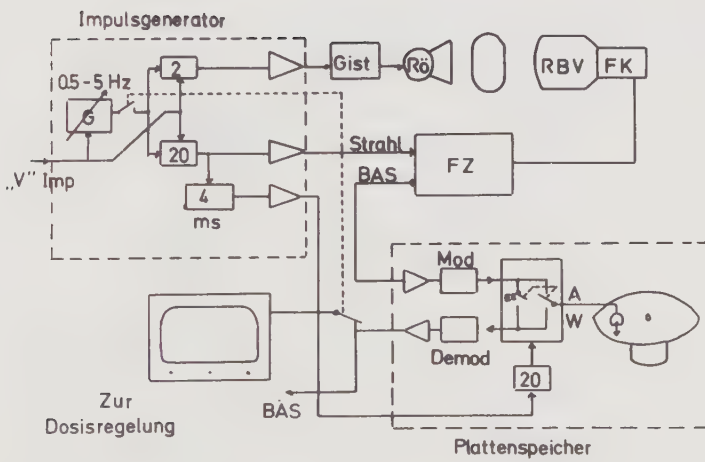
Diese Vorgänge sind nach der Dauer eines Fernseh-Halbbildes (20 msec) beendet. Der Speicher schaltet dann erneut auf Wiedergabe. Der geschilderte Vorgang wiederholt sich zyklisch.

Die Wiederholungsfrequenz des Impulsgenerators läßt sich mit einem, am Zielgerät angebrachten Stufenschalter verändern. Ebenso läßt sich am Zielgerät die intermittierende Durchleuchtung ein- und ausschalten.

Als elektronischer Speicher wird in unserem Fall ein DMJ Plattenspeicher mit einer Drehzahl von 3000 U/min verwendet. Bei einer Plattenumdrehung wird ein Halbbild aufgezeichnet, bzw. wiedergegeben. Der Plattenspeicher gibt also nur Fernsehhalbbilder wieder. Seine Bandbreite beträgt 5 MHz. Bei der Aufzeichnung eines Fernsehhalbbildes auf den Plattenspeicher wird das Videosignal der Fernsehkette direkt auf den Monitor geschaltet, so daß dieser keine Bildunterbrechung erfährt.

Abb. 1

Blockschaltbild der
intermittierenden Durchleuchtung



Die Dosisleistungsregelung:

Auch bei der gepulsten Durchleuchtung kann auf eine Dosisleistungsregelung nicht verzichtet werden. Es wurde deshalb eine spezielle Dosisleistungsregelung entwickelt, deren Regelbereich durch das Regeln von kV und mA genauso groß ist, wie bei der Dosisleistungsregelung der kontinuierlichen Durchleuchtung.

Das vom Plattenspeicher wiedergegebene Signal wird spitzenwertgleichgerichtet und zwei Komparatoren zugeführt. Je nach Ergebnis des Vergleichvorganges mit den eingestellten Sollwerten wird mit jedem Takt (nach Beendigung des Schreibvorganges im Plattenspeicher) eine oder keine der beiden monostabilen Kippstufen ausgelöst. Die Dauer des Kippvorganges ist dabei abhängig von der Größe der Sollwert-Istwert-Differenz. Je nach Polarität der Differenz erscheint somit ein positiver oder negativer Impuls am Ausgang der Schaltung, welcher bewirkt, daß die Dosisleistungsregelung (Drehtrafo) einen Schritt nach "oben" oder "unten" ausführt. Ist die Differenz zu gering, bleibt der Regelwagen stehen, d. h. die Dosisleistungsregelung befindet sich im abgeglichenen Zustand.

Während der kontinuierlichen Durchleuchtung ist die Sehträgheit wirksam. Bei der intermittierenden Durchleuchtung entfällt jedoch diese Integrationswirkung auf das Quantenrauschen. Deshalb ist bei der intermittierenden Durchleuchtung eine höhere Dosisleistung für das Einzelbild notwendig, damit der Störeindruck durch das Quantenrauschen nicht zunimmt.

Unsere Untersuchungen wurden alle ausnahmslos mit einer Impulsfolge von 2,5 pro Sekunde durchgeführt. Eine raschere Strahlenimpulsfolge als 5 pro Sekunde ist nicht sinnvoll, weil sich darüber hinaus praktisch keine Dosisersparnis ergibt.

Abb. 3

Schema der intermittierenden Durchleuchtung

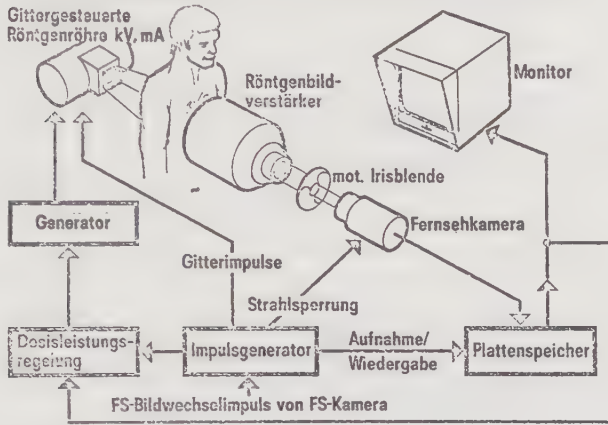
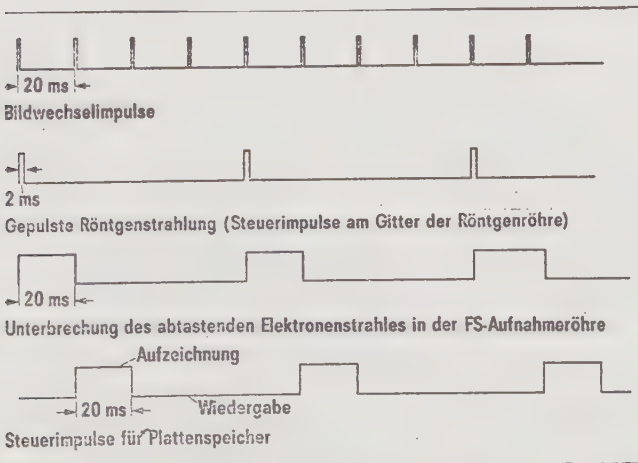


Abb. 4

Intermittierende Durchleuchtung

Impulsprogramm für 12,5 Hz



C. MATERIAL UND METHODIK

Unsere Untersuchungen wurden in der Zeit vom 18. Juli 1973 bis 27. November 1973 in der Zentralen Röntgenabteilung der Poliklinik München, an einem Durchleuchtungsgerät der Firma Siemens, R Pantoskop 3 mit Explorator 35, durchgeführt. Die für die intermittierende Durchleuchtung notwendigen Elemente wurden zu diesem Zweck zusätzlich eingebaut (siehe Fußnote Seite 9). Als Bildverstärker diente der ^R Sirecon-duplex 25/15, der durch Helligkeitsverstärkung eine Durchleuchtung ohne Adaption, d. h. ohne Dunkeladaptation, ermöglichte.

Flächendosimeter

Die dem Patienten während der Röntgenuntersuchung zugeführte Strahlenmenge wurde mit einem ^R Dosiplan (Siemens) erfaßt.

Das Flächendosimeter bestand aus dem Schaltkasten mit eingebautem Zähler und einer Meßkammer. Zusätzlich waren ein Handstempler und ein weiterer Zähler angeschlossen. Die Meß- oder Ionisationskammer war an der am Röntgenstrahler angebrachten Blende befestigt. Außer dem Einfluß von Röhrenspannung, Röhrenstrom, Einschaltzeit und Eigenfilterung auf die Dosis erfaßte sie somit auch den Einfluß der zusätzlichen Filterung und der Ausblendung.

Die Meßkammer hatte eine Eigenfilterung von weniger als 0,5 mm Aluminium Härtingsgleichwert, und war hochtransparent, so daß ein in die Blende eingebau-

tes Lichtvisier voll zur Wirkung kam. Diese Jonisationskammer maß die dem Patienten bei Durchleuchtung und Zielaufnahmen verabreichte Flächeneinfallsdosis. Sie wurde in $R \times cm^2$ gemessen und war weitgehend proportional der im Patientenkörper absorbierten Strahlenmenge. Unser Dosiplan war so geeicht, daß 55 Zähl-schritte $10,86 cm^2$, also 1 Zählschritt $15 R \times cm^2$, bedeuteten.

Material

Bei den untersuchten Patienten handelte es sich um 100 magenerkrankte Probanden, die teils in ambulanter, teils in stationärer Behandlung der Poliklinik waren. 76 gehörten zu den postoperativen Fällen. Alle Mageneingriffe waren in der Poliklinik selbst durchgeführt, und nach 5 bis 6 Wochen nachdurchleuchtet worden. Tabelle 1 gibt einen Überblick über die angewandten Operationsmethoden (vgl. Holle 7).

Tab. 1

<u>Angewandte Operationsmethoden</u>	
	<u>Anzahl</u>
1. Selektive proximale Vagotomie und Pyloroplastik	48
2. Billroth II	8
3. Totale gastrale Vagotomie	6
4. S.p.V. und Pylorektomie	6
5. Gastropexie	4
6. Selektive gastrale Vagotomie	2
7. Umwandlung nach Soupault	<u>2</u>
	76

Der andere Teil des Patientengutes setzte sich aus 24 ambulanten und praeoperativen Fällen zusammen, bei denen zum Teil eine erstmalige Röntgendurchleuchtung vorgenommen wurde. Die Zusammenstellung der Tabelle 2 orientiert über dieses restliche Krankengut.

Tab. 2

Ambulante und praeoperative Fälle

	<u>Anzahl</u>
1. ulcus duodeni	16
2. Hämorrhoidalleiden	1
3. Radiusfraktur	1
4. chron. rezidiv. Diarrhoen	1
5. Zustand nach Laparatomie	1
6. Verdacht auf Fadenfisteln	1
7. Hypertrophische Gastritis	1
8. Zust. n. inop. Op. eines Pankreaskopfca. (psych. MDP)	1
9. Gleithernie	<u>1</u>
	24

Der jüngste Patient war 23, der älteste 67 Jahre alt, was ein Durchschnittsalter von 42 Jahren ergab. Die überwiegende Anzahl waren Männer, insgesamt 76, gegenüber 24 Frauen. 50 Patienten wurden mit den konventionellen, und 50 mit der intermittierenden Methode durchleuchtet. Die Durchleuchtungs- und Zielaufnahmetechniken waren in beiden Fällen gleich. Da aber 7 Ärzte an den Untersuchungen beteiligt waren, war die Reihenfolge der Zielaufnahmen manchmal etwas verändert, die Technik blieb dieselbe.

Bei allen Patienten wurden vor der Durchleuchtung Bauch- und Brustumfang gemessen. Der Bauchumfang variierte von 72 cm bis 116 cm, der Brustumfang von 83 cm bis 119 cm. Das Gewicht des Patienten wurde nicht berücksichtigt. Die kV-Zahl für die Durchleuchtung und die Zelaufnahmen war auf 115 kV eingestellt.

Methodik

Der Erkrankte mußte am Morgen des Untersuchungstages nüchtern bleiben, um eine gute Darstellung der Schleimhaut zu ermöglichen. Kurz vor der Durchleuchtung wurde Bariumsulfat in wässriger Suspension im Stehen in kleinen Schlucken genommen. Anschließend erfolgte die Untersuchung in Rücken-, Seiten- und Bauchlage. Auf diese Weise wurden Schleimhaut, der zeitliche Passageablauf und die Motilität geprüft. Bei den postoperativen Mägen suchte man sich über die Art der Operation und die Funktion und auf eine evtl. Nahtinsuffizienz zu informieren. Bei letzterem war zu unterscheiden zwischen einer kleinen, unbedeutenden Insuffizienz, ohne Austritt des Kontrastmittels, einer Ausbuchtung und Gasansammlung und einer relativ großen Insuffizienz mit Ausfluß des Kontrastmittels.

Die erste Übersichtsaufnahme mit einer 24 x 30 cm Kassette wurde meist von der Schleimhaut des Antrum und Corpus (Prallfornix) angefertigt. Anschließend folgte eine Viererreihe vom Bulbus: eine Prallfüllung, eine Übersicht über die Schleimhaut mit dosierter Kompression und eine Doppelkontrastaufnahme.

Über die letzte Aufnahme der Viererreihe konnte der jeweilige Röntgenologe entscheiden. Am Schluß der Untersuchung folgte eine Übersichtsaufnahme (24 x 30 cm) im Stehen, und zwar von der Schleimhaut des Corpus und Fornix (Prallantrum). Dazu mußte der Patient den Becher Kontrastmittel leer trinken.

Vor Beginn jeder Röntgendurchleuchtung wurde der eingebaute Zähler der Dosiplananlage mit der Rückstelltaste und der Handstempler mit dem Rückstellhebel auf "0" gestellt. Einzelne Zählerschritte, die sich durch das Einschalten ergaben, wurden nicht mitgewertet. Mit dem Dosiplan konnten während jeder Durchleuchtung die Gesamtdosis und die Dosis der einzelnen Zielaufnahmen notiert werden. Dies machte allerdings eine ständige Beobachtung des Zählers erforderlich. Aus der Differenz der Gesamtdosis und der Dosis der Zielaufnahmen ergab sich bei der späteren Auswertung die Dosis ohne die der Aufnahmen, also die Dosis der reinen Durchleuchtungszeit. Nach Beendigung jeder Aufnahme mußte abgewartet werden, bis auf dem Dosiplan die Zählschritte abgelaufen waren. Da der Zähler hohe Dosisleistungen, wie sie bei Zielaufnahmen vorkamen, nicht sofort verarbeiten konnte, wurde der jeweilige Meßwert teilweise gespeichert und vom Zähler hinterher ausgewertet. Am Schluß der Röntgenuntersuchung wurden der gemessene Wert der Gesamtdosis und die Durchleuchtungszeit notiert.

Bei den Röntgenkontrollen mit der intermittierenden Technik wurde dieselbe Methodik wie bei der kontinuierlichen Durchleuchtung angewandt. Die Bildfolge wurde vor jeder Untersuchung kontrolliert und gegebenenfalls neu fixiert. Sie betrug in jedem Fall 2,5, d. h. in 2 Sekunden wurden 5 Röntgenimpulse abgegeben.

Bei jedem Patienten fand 1 Stunde nach der Durchleuchtung eine kurze Nachkontrolle statt. Dabei war abzuklären, ob die Entleerung des Magens vollständig und ohne Komplikationen verlaufen war. Die Nachuntersuchungen wurden in unserer Arbeit nicht mehr berücksichtigt.

Die nachfolgenden zwei Beispiele zeigen die Protokollführung bei der konventionellen und bei der intermittierenden Durchleuchtung:

Protokollbeispiel für die intermittierende Durchleuchtung

Patient Nr.: 54 Datum: 26. 11. 1973

Untersucher: Prof. F.

Name des Patienten: Ludwig F. geb.: 10. 11. 1922

Diagnose: Zustand nach S.p.V. + Pyloroplastik

Spezielle Fragestellung: Postoperative Kontrolle

Durchleuchtungszeit:	2,5 min
Bildfolge:	2,5 Imp/sec
Zielaufnahmen: *	12/32 (Zielaufnahme mit 24 x 30 cm Kassette)
	38/47
	51/60 (Viererserie mit 24 x 30 cm Kassette)
	65/75
	80/89
	94/112 (Zielaufnahme mit 24 x 30 cm Kassette)

Dosis mit Zielaufnahmen: 114 x 6,4 R

Dosis ohne Zielaufnahmen: 39 x 6,4 R

Dosis der Zielaufnahmen: 75 x 6,4 R

Bauchumfang: 116 cm

Brustumfang: 118 cm

* Die Zahl vor dem Querstrich bedeutet die Gesamtdosis vor der Zielaufnahme, die Zahl nach dem Querstrich die Gesamtdosis nach der Zielaufnahme.

Protokollbeispiel für die konventionelle Durchleuchtung

Patient Nr.: 12 Datum: 18. 9. 1973

Untersucher: Prof. F.

Name des Patienten: Willibald H. geb.: 8. 3. 1938

Diagnose: Zustand nach S.p.V. + Pyloroplastik

Spezielle Fragestellung: Postoperative Kontrolle

Durchleuchtungszeit: 3 min

Zielaufnahmen: * 16/33 (Zielaufnahme mit
24 x 30 cm Kassette)

49/64
72/95 (Viererserie mit
102/118 24 x 30 cm Kassette)
137/145

160/179 (Zielaufnahme mit
24 x 30 cm Kassette)

Dosis mit Zielaufnahmen: 232 x 6,4 R

Dosis ohne Zielaufnahmen: 134 x 6,4 R

Dosis der Zielaufnahmen: 98 x 6,4 R

Bauchumfang: 96 cm

Brustumfang: 100 cm

* Die Zahl vor dem Querstrich bedeutet die Gesamtdosis vor der Zielaufnahme, die Zahl nach dem Querstrich die Gesamtdosis nach der Zielaufnahme.

D. RESULTATE

Das gesamte, 100 Patienten umfassende Krankengut setzte sich aus praeoperativen, ambulanten, in der Hauptsache aber aus postoperativen Fällen zusammen. Je nach Bauchumfang haben wir es, wie nachfolgende Übersicht zeigt, in 3 Gruppen eingeteilt.

Tab. 3

Gesamtes Patientengut

	<u>Anzahl</u>
a) Patienten mit geringem Bauchumfang	10
b) Patienten mit mittlerem Bauchumfang	80
c) Patienten mit starkem Bauchumfang	<u>10</u>
	100

Tabelle 4 und Abbildung 5 geben einen Überblick über die Verteilung von Bauch- und Brustumfang im gesamten Patientengut.

Tab. 4

Verteilung von Bauch- und Brust-
umfang im gesamten Patientengut

Patienten mit geringem Bauchumfang (cm)

	<u>Bauchumfang</u>	<u>Brustumfang</u>
A Mittelwert	70,83	90,33
B Standardabweichung	2,13	6,97
C Mittlerer Fehler von B	0,61	2,01
D Variabilitätskoeffizient	0,03	0,07
E Mittlerer Fehler von D	0,00	0,02

Patienten mit mittlerem Bauchumfang (cm)

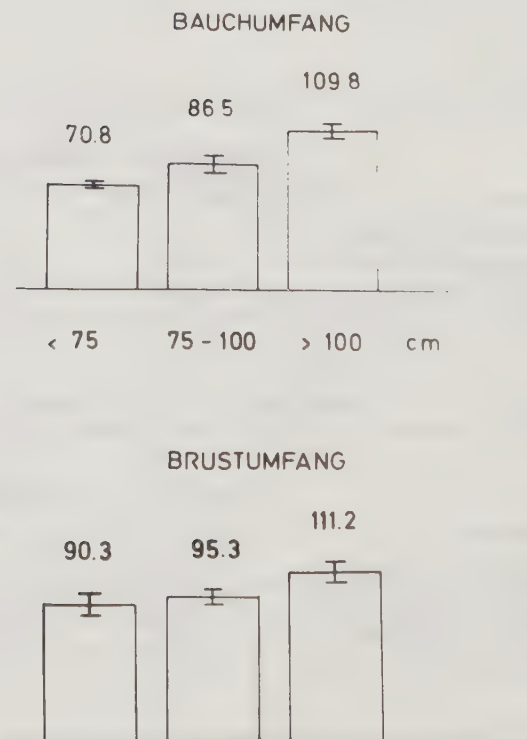
	<u>Bauchumfang</u>	<u>Brustumfang</u>
A Mittelwert	86,52	95,32
B Standardabweichung	6,18	4,91
C Mittlerer Fehler von B	0,69	0,54
D Variabilitätskoeffizient	0,07	0,05
E Mittlerer Fehler von D	0,00	0,00

Patienten mit starkem Bauchumfang (cm)

	<u>Bauchumfang</u>	<u>Brustumfang</u>
A Mittelwert	109,80	111,20
B Standardabweichung	5,49	6,90
C Mittlerer Fehler von B	1,73	2,18
D Variabilitätskoeffizient	0,05	0,06
E Mittlerer Fehler von D	0,01	0,01

Abb. 5

Bauch- und Brustumfang des untersuchten Patientengutes (Mittelwerte) und Einteilung in Gruppen (< 75 cm, 75 bis 100 cm, > 100 cm)



Unter den 100 Magenerkrankten befanden sich 76 postoperative Kontrollen, die sich ebenfalls nach ihrem Bauchumfang in 3 Gruppen unterteilen und somit dem gesamten Krankengut gegenüberstellen lassen.

Tab. 5

<u>Postoperative Fälle</u>		<u>Anzahl</u>
a)	Patienten mit geringem Bauchumfang	8
b)	Patienten mit mittlerem Bauchumfang	62
c)	Patienten mit starkem Bauchumfang	6
		<u>76</u>

Für die Auswertung der Meßergebnisse haben wir ein Programm zusammengestellt, das die Mittelwerte, die Standardabweichung, den Variabilitätskoeffizienten, und in den beiden letzten Fällen neben dem Schätzwert auch die zu erwartenden Fehler berechnete. Dazu verwendeten wir folgende Formeln:

F O R M E L N

Standardabweichung:

$$\begin{aligned} S &= \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \\ &= \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2 - \frac{N}{N-1} \cdot \bar{x}^2} \\ \bar{x} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \end{aligned}$$

Schätzwert für den mittleren Fehler der
Standardabweichung:

$$S_s = \frac{S}{\sqrt{2N}}$$

Variabilitätskoeffizient:

$$v = \frac{S}{\bar{x}}$$

Schätzwert für den mittleren Fehler des
Variabilitätskoeffizienten:

$$S_v = \frac{v}{\sqrt{2N}} \sqrt{1 + 2v^2}$$

Zur besseren Übersicht haben wir in unseren Tabellen den Mittelwert mit A, die Standardabweichung mit B, deren mittleren Fehler mit C, den Variabilitätskoeffizienten mit D und dessen mittleren Fehler mit E bezeichnet.

Die Resultate wurden in den Tabellen 6 mit 21 zusammengestellt. Dabei verglichen wir jeweils die Mittelwerte der konventionellen mit denen der intermittierenden Durchleuchtung. Zu diesem Zweck ist die Dosis in Gesamtdosis (Dosis mit Zielaufnahmen), Dosis ohne Zielaufnahmen und in Dosis der Zielaufnahmen aufgeteilt. Um die Ergebnisse der Gruppen miteinander vergleichen zu können, haben wir die Dosis bei allen auf 3 Minuten umgerechnet.

Die Ergebnisse sind eindeutig:

Was die Strahlenbelastung mit einbezogener Zielaufnahmedosis betrifft, so finden wir in den Gruppen 1 und 2 etwa die gleichen Ergebnisse, egal ob es sich um schlanke, vollschlanke oder starke Patienten handelt. Hinsichtlich der Dosisbelastung ohne Zielaufnahmen zeigen sich in beiden Gruppen deutliche Unterschiede:

Bei den Patienten mit geringem Bauchumfang erzielten wir bei einer durchschnittlichen Durchleuchtungszeit von 5,7 Minuten eine Dosisreduzierung um den Faktor 2,4, das sind 59,5 Prozent. Bei den Patienten mit mittlerem Umfang und bei einer Durchschnittszeit von 4,2 Minuten ergab sich eine Reduzierung um den Faktor 3,3, d. h. 69,7 Prozent.

Die postoperativen Patienten mit geringem und mittlerem Bauchumfang zeigen hier ungefähr die gleichen Ergebnisse. Die besten Resultate wurden in den Patientengruppen mit starkem Bauchumfang festgestellt:

Bei einer durchschnittlichen Durchleuchtungsdauer von 2,9 Minuten resultiert unter den oben genannten Patienten des gesamten Krankengutes eine Verminderung der Strahlenbelastung um den Faktor 4, d. h. um 75,2 Prozent. Bei den postoperativen Patienten mit starkem Bauchumfang finden wir bei einer Durchschnittszeit von 4,5 Minuten die Strahlenbelastung um den Faktor 4,3, also um etwa 77 Prozent geringer als bei der kontinuierlichen Durchleuchtung.

Betrachten wir die Mittelwerte der Zielaufnahmen der konventionellen Durchleuchtung und vergleichen sie mit denen der intermittierenden Durchleuchtung, so sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen. Kleine Varianten sind in erster Linie auf Bauch- und Brustumfang und Alter der Patienten, aber auch auf die unterschiedlichen Methoden der einzelnen Untersucher zurückzuführen.

Vergleicht man die Dosis der reinen Durchleuchtungszeit mit der Dosis der Zielaufnahmen, so ist im Falle der konventionellen Durchleuchtung in jeder Gruppe die Dosis der reinen Durchleuchtungszeit höher als die Zielaufnahmedosis. Betrachtet man die Werte der intermittierenden Durchleuchtung, so fällt auf, daß die Dosis der Zielaufnahmen bei den mittleren und starken Patienten höher ist als die reine Durchleuchtungsdosis. Das bedeutet, daß der größte Teil der Gesamtdosis von der Dosis der Zielaufnahmen stammt.

Zum Schluß werden die Ergebnisse noch einmal
übersichtlich zusammengefaßt:

Tab. 6

Dosisreduzierung im Falle der intermittierenden Durchleuchtung

konventionell ./.. intermittierend

Gruppe 1: Gesamtes Patientengut

	mit*	ohne*	Zeit (min)
gesamtes Patientengut	1,9 : 1 (49,9 %)	3,3 : 1 (69,5 %)	4,2
geringer Bauchumfang	1,7 : 1 (44,3 %)	2,4 : 1 (59,5 %)	5,7
mittlerer Bauchumfang	2,0 : 1 (51,4 %)	3,3 : 1 (69,7 %)	4,2
starker Bauchumfang	1,7 : 1 (43,0 %)	4,0 : 1 (75,2 %)	2,9

Gruppe 2: Postoperative Fälle

	mit	ohne	Zeit (min)
geringer Bauchumfang	1,7 : 1 (44,3 %)	2,4 : 1 (59,5 %)	5,7
mittlerer Bauchumfang	2,0 : 1 (51,9 %)	3,3 : 1 (70,3 %)	3,4
starker Bauchumfang	1,9 : 1 (46,7 %)	4,3 : 1 (76,8 %)	4,5

* mit = mit Zielaufnahmen

* ohne = ohne Zielaufnahmen

Dosisreduzierung im Falle der intermittierenden Durchleuchtung, bei einer Durchschnittszeit von 3 Minuten

konventionell ./.. intermittierend

Gruppe 1: Gesamtes Patiententum

	mit*	ohne*
gesamtes Patiententum	1,8 : 1 (46,5 %)	3,2 : 1 (68,8 %)
geringer Bauchumfang	1,7 : 1 (41,1 %)	2,4 : 1 (59,3 %)
mittlerer Bauchumfang	1,9 : 1 (47,6 %)	3,1 : 1 (68,2 %)
starker Bauchumfang	1,7 : 1 (41,2 %)	4,0 : 1 (75,3 %)

Gruppe 2: Postoperative Fälle

	mit	ohne
geringer Bauchumfang	1,7 : 1 (41,1 %)	2,4 : 1 (59,3 %)
mittlerer Bauchumfang	1,9 : 1 (49,2 %)	3,1 : 1 (68,7 %)
starker Bauchumfang	1,8 : 1 (43,5 %)	4,4 : 1 (77,6 %)

* mit = mit Zielaufnahmen

* ohne = ohne Zielaufnahmen

E. DISKUSSION

Unsere Ergebnisse zeigen deutlich, daß mit Hilfe der intermittierenden Durchleuchtung eine wesentliche Dosisreduzierung erreicht werden kann. Bei Röntgenkontrastuntersuchungen des Magens erzielten wir eine Verminderung der Strahlenbelastung von nahezu 77 Prozent. Die Bedeutung dieser Dosisersparnis braucht nicht betont zu werden. Sie ist besonders bei Röntgenkontrollen von Wichtigkeit, bei denen die Gonaden zumindest teilweise im Bereich des Strahlungsfeldes liegen, so z. B. bei Untersuchungen des Magen- und Darmtraktes. Nach Ansicht von Berci und Seyler kann ein Bildspeichersystem, solange die Bildqualität eingeschränkt ist, nur dann zur Anwendung gebracht werden, wenn eine sofortige Auswertung der Bilder erforderlich ist, so z. B. auf dem Gebiet der Traumatologie oder orthopädischen Chirurgie. Der gleichen Überzeugung schienen Wallinan und Wickbom. Die Bildqualität ihrer Anlage war ebenfalls für eine normale Röntgendiagnostik ungenügend. Allerdings konnte die Dosisbelastung für den Patienten schon als sehr niedrig betrachtet werden. Für Magenuntersuchungen schien ihr gepulstes System nicht geeignet. Die Autoren glaubten aber, daß es nach Beseitigung einiger technischer Mängel im Bereich des Möglichen liegen könnte.

Docker und Astley hofften dagegen, ihre Methode bei der Herzkatheterisierung zu vervollkommen. Die Erfahrung zeigte aber, daß der Katheter einen zu geringen Kontrast im Herzen bildete und sich zu schnell bewegte. Die Gruppe schlug deshalb vor,

das gepulste Durchleuchtungssystem nur bei Zystographien und Intubationsverfahren anzuwenden. Erst später bewies Grollman mit seinen Versuchen die Durchführbarkeit dieses Systems bei der Herzkatheterisierung und erzielte damit zum Teil eine Dosisverminderung um den Faktor 2.

Schließlich war Dorph der Erste, der die intermittierende Methode an magenerkrankten Patienten erprobte. Bei einer, wie es schien, ausreichenden Impulszahl von 1 pro Sekunde resultierte eine Verminderung der Strahlenbelastung um beinahe 90 Prozent.

Nicht angebracht ist dabei, einen Vergleich mit unserem Speichersystem anzustellen, da bei den Untersuchungen dieser Forschergruppe die sehr gewichtigen und bewegungsunfähigen Patienten ausgeschlossen und alle Durchleuchtungen von ein- und demselben Röntgenologen durchgeführt wurden.

Unsere Röntgenkontrollen wurden zwar hauptsächlich auch immer von demselben Radiologen ausgeführt. Aus zeitlichen Gründen ließ es sich aber nicht vermeiden, daß einige andere Untersucher einbezogen werden mußten. Auch waren einerseits sehr starke und andererseits auch sehr schlanke Patienten an den Durchleuchtungen mitbeteiligt. Daß wir trotzdem nicht diese hohe Dosisreduzierung, wie Dorph sie angibt, erreichen konnten, lag vielleicht auch an der Tatsache, daß wir das Risiko ungenügender Information zugunsten der geringen Strahlenbelastung nicht eingehen wollten.

Was unser System betrifft, so erwies sich eine Impulszahl von 2,5 pro Sekunde noch als günstig. Der Eindruck von der Magenperistaltik war gut und die diagnostische Genauigkeit zufriedenstellend. Eine Frage blieb allerdings offen: Hätte durch eine niedrigere Impulszahl ein noch besseres Ergebnis, d. h. eine noch stärkere Dosisreduzierung erzielt werden können?

Da aber keine Röntgenkontrolle ergänzt oder sogar wiederholt werden mußte, ließen wir die Impulsfrequenzen unverändert.

Als ein großer Vorteil unseres Systems wurde die Möglichkeit gesehen, die intermittierende Durchleuchtung zu jedem beliebigen Zeitpunkt an- oder abzuschalten und kontinuierlich weiter zu durchleuchten. Eine abwechselnd kontinuierliche und intermittierende Durchleuchtung ist z. B. günstig bei einer hypertrophischen Pylorusstenose, wenn sich die Pylorusöffnungszeit verlängert. Dabei kann die aktive Peristaltik intermittierend beobachtet und erst, wenn die Stenose sichtbar ist, auf Dauerdurchleuchtung umgeschaltet werden. Um für unsere Ergebnisse eine bessere Vergleichsmöglichkeit zu erhalten, wurde von einer abwechselnden Durchleuchtung Abstand genommen.

Das Betrachten des intermittierenden Röntgenbildes auf dem Bildschirm erforderte darüberhinaus eine gewisse Praxis. So erschien z. B. das Bild auf dem Monitor leicht körnig, bedingt durch das Quantenrauschen des Bildverstärkers. Jedoch konnten diese anfänglichen Schwierigkeiten bei einiger Routine überwunden werden.

Die Beurteilung der einzelnen postoperativen Mägen richtete sich bei jeder Röntgenkontrolle nach der

vorausgegangenen Operation. In der Hauptsache stellte sich hier die Frage nach der Funktion. Für diese Motilitätsprüfung erschien uns die gepulste Durchleuchtung besonders geeignet. Obwohl man vermutet hat, daß einer der Nachteile dieses Systems ein Mangel an Dynamik ist, konnten wir feststellen, daß die schrittweisen Bewegungen der Durchleuchtungsbilder den Überblick über die Magen - Darm - Motilität nicht beeinträchtigen.

Aus der Tatsache, daß die durchschnittlichen Durchleuchtungszeiten des konventionellen und intermittierenden Systems nahezu identisch waren, lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

Die intermittierende Methode brachte keine Verlängerung der Durchleuchtungszeit. Für einen erfahrenen Beobachter war die intermittierende Durchleuchtung also nicht schwieriger und nicht zeitaufwendiger oder auch nicht zeitsparender als das konventionelle System.

Unsere Aufzeichnungen über die Dosis der Zielaufnahmen dienten in erster Linie dazu, die Strahlenbelastungen der reinen Durchleuchtungszeiten miteinander vergleichen zu können. Darüber hinaus wollten wir einen Eindruck davon gewinnen, wie bedeutend im Falle der kontinuierlichen Durchleuchtung die Durchleuchtungsdosis gegenüber der Zielaufnahmedosis ist. Während bei der konventionellen Methode die reine Durchleuchtungsdosis um den Faktor 2 bis 4 höher war als die Zielaufnahmedosis, ergab sich bei der intermittierenden Durchleuchtung manchmal eine höhere Dosis der Zielaufnahmen.

Beim Vergleich der Qualität der Röntgenaufnahmen konnten wir hinsichtlich des Bildinhalts keinen Unterschied zwischen kontinuierlicher und gepulster Durchleuchtung feststellen.

Leider läßt sich die intermittierende Durchleuchtung noch nicht in allen medizinischen Bereichen der Röntgendiagnostik anwenden, auf dem Gebiet der Internistik z.B. nur bei einer begrenzten Anzahl von Untersuchungsarten. Als ein entscheidendes Hindernis hat sich dabei die Organverschiebung durch die Atmung herausgestellt. Dabei hemmt die sprunghafte Bildfolge bei der pulsierenden Technik die Bildauswertung. Selbst im Abdominalbereich kann diese Atemverschiebung noch als störend bezeichnet werden. Die gepulste Methode ist daher eigentlich nur anwendbar, wenn der Patient den Atem anhält oder ganz flach atmet. Es ist deshalb verständlich, daß diese Einschränkung die allgemeine Anwendung der intermittierenden Durchleuchtung in der internistischen Diagnostik trotz Dosisreduzierung sehr erschwert.

Auf Grund unserer, bei den Magenuntersuchungen gemachten Erfahrungen mit der intermittierenden Durchleuchtung, glauben wir, daß die Einführung dieser Technik auf zwei Gebieten in der Routinediagnostik von besonderer Bedeutung sein werden. In der Angiographie bei der selektiven oder superselektiven Gefäßdarstellung und bei der Angiocardiographie werden häufig zulässige Durchleuchtungszeiten weit überschritten. Bei diesen Untersuchungen ist die Qualität des intermittierenden Bildes völlig ausreichend.

Ähnlich überdimensionierte Durchleuchtungszeiten ergeben sich auch in der chirurgischen Durchleuchtungsdiagnostik, z. B. bei den operativen Versorgungen von Knochentraumen oder ähnlichem.

Bei diesen genannten diagnostischen Verfahren ist die intermittierende Durchleuchtung im Interesse des Patienten fast zu fordern und würde die bei sonst keinen anderen Röntgenmaßnahmen erreichten, hohen Strahlendosen ganz entscheidend reduzieren. Wir haben die intermittierende Durchleuchtung bewußt bei Verfahren eingesetzt, die eine höhere Detailerkennung vom Röntgendurchleuchtungsbild erfordern. Bei der chirurgischen Durchleuchtung, bei der Knochennagelung oder Plattenverschraubung, bei der Angiographie und Angio-cardio-graphie sind ähnliche hohe Ansprüche an die Detailerkennbarkeit nicht zu stellen und deshalb für eine intermittierende Durchleuchtung besonders geeignet. Bei der Lunge ist die intermittierende Durchleuchtung eindeutig ungeeignet. Diese Durchleuchtung erfordert unbedingt eine Kontinuität, da man besonders auf eine Durchleuchtung unter relativ rascher Drehung des Patienten angewiesen ist, da dieser Vorgang das räumliche Sehen ersetzt.

Es bleibt festzuhalten: Durch ein Bildspeichersystem wird die Dosis so stark herabgesetzt, daß ein erfahrener Radiologe genauere Bildschirmstudien betreiben, und damit sogar die Anzahl der Zielaufnahmen reduzieren könnte. Dorph schlug in seinem Bericht vor, statt einer Zielaufnahme das Fernsehbild zu fotografieren. Die in diese Richtung zielenden Experimente scheiterten jedoch an der unausgereiften Technik, könnten aber, was die Dosisreduzierung betrifft, ein Schritt in die Zukunft sein.

Ein weiterer Vorteil dieser Speichersysteme ist die Möglichkeit der Einzelbildspeicherung, die in einigen speziellen Untersuchungen für den Arzt eine wertvolle Hilfe darstellen kann. Außerdem kann der Betrachter das Bild auswerten, ohne den Patienten weiteren Röntgenstrahlen auszusetzen.

Auch können diese Systeme der elektronischen Subtraktion dienen, z. B. besonders wichtig in der Angiographie, wenn die Gefäßdarstellung Probleme aufwirft.

Schließlich sei noch erwähnt, daß sie ein sogenanntes elektronisches "Zoom"-System beinhalten können, das die Möglichkeit gibt, jeden beliebigen Teil des gespeicherten Einzelbildes zu vergrößern. Dem Beobachter wird die Diagnosestellung dabei wesentlich erleichtert.

Bis auf weiteres scheint die pulsierende Methode nur für wenige Bereiche der Medizin durchführbar. Es bleibt zu hoffen, daß durch weitere Fortschritte, besonders auf dem Gebiet der Bildspeichertechnik, das intermittierende System an Bedeutung gewinnt, um das Strahlenrisiko auf ein Minimum zu beschränken.

F. TABELLARISCHE ZUSAMMENSTELLUNG
 DER ERGEBNISSE MIT GRAPHISCHEN
 DARSTELLUNGEN

Tab. 8

GESAMTES PATIENTENGUT

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	188,18	130,70	57,48	4,23
B	65,54	56,44	21,16	2,10
C	6,55	5,64	2,11	0,21
D	0,34	0,43	0,36	0,49
E	0,03	0,05	0,04	0,06

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	94,52	39,94	54,44	4,20
B	30,10	14,67	25,57	2,09
C	3,01	1,46	2,58	0,20
D	0,31	0,36	0,46	0,49
E	0,03	0,04	0,05	0,06

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

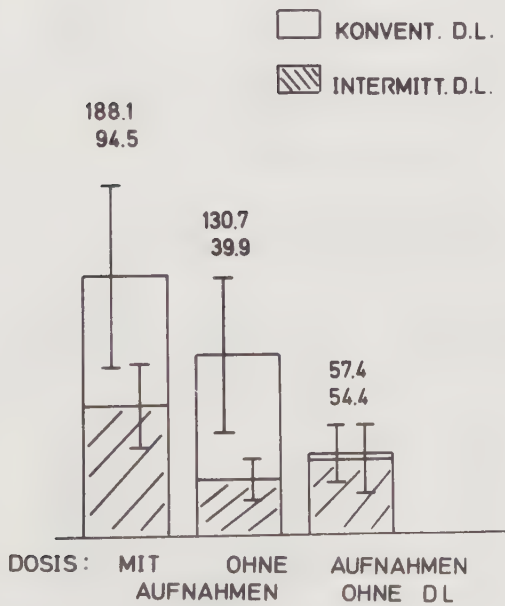
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 6

Dosisbelastung bei allen untersuchten Patienten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 9

PATIENTEN MIT GERINGEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	137,80	107,00	30,80	5,73
B	69,05	68,85	11,58	3,33
C	21,83	21,77	3,66	1,05
D	0,50	0,64	0,37	0,58
E	0,19	0,27	0,13	0,23

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	76,80	43,40	33,40	5,73
B	15,78	22,32	7,82	3,33
C	4,99	7,05	2,47	1,05
D	0,20	0,51	0,23	0,58
E	0,06	0,20	0,07	0,23

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

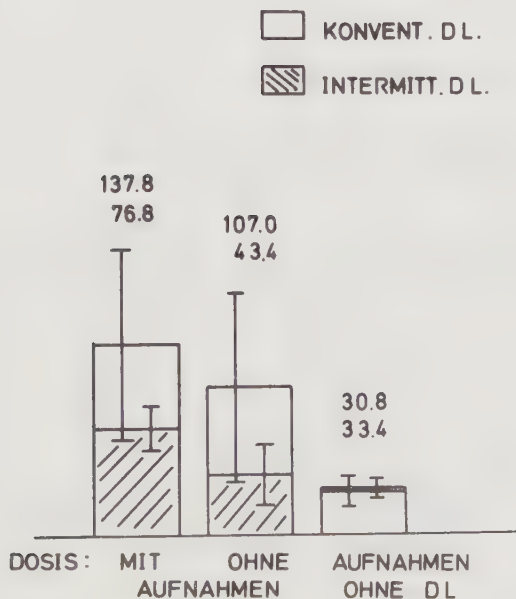
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 7

Dosisbelastung bei Patienten mit
Bauchumfang <75 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 10

PATIENTEN MIT MITTLEREM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	188,92	132,02	56,90	4,24
B	57,37	52,87	16,56	1,91
C	6,41	5,91	1,85	0,21
D	0,30	0,40	0,29	0,45
E	0,03	0,05	0,03	0,06

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	91,95	40,02	51,76	4,18
B	26,89	13,42	21,20	1,90
C	3,00	1,50	2,40	0,21
D	0,29	0,33	0,40	0,45
E	0,03	0,04	0,05	0,06

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

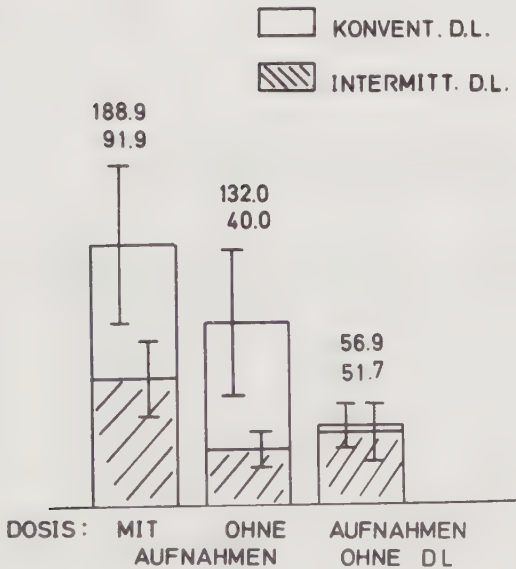
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 8

Dosisbelastung bei Patienten mit
Bauchumfang 75 bis 100 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 11

PATIENTEN MIT STARKEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen ² (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	232,60	143,80	88,80	2,88
B	100,55	78,10	23,63	1,85
C	31,79	24,69	7,47	0,58
D	0,43	0,54	0,26	0,64
E	0,16	0,21	0,08	0,27

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen ² (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	132,80	35,80	97,00	3,10
B	38,89	18,59	25,19	1,85
C	12,30	5,87	7,96	0,58
D	0,29	0,51	0,25	0,59
E	0,10	0,20	0,08	0,24

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

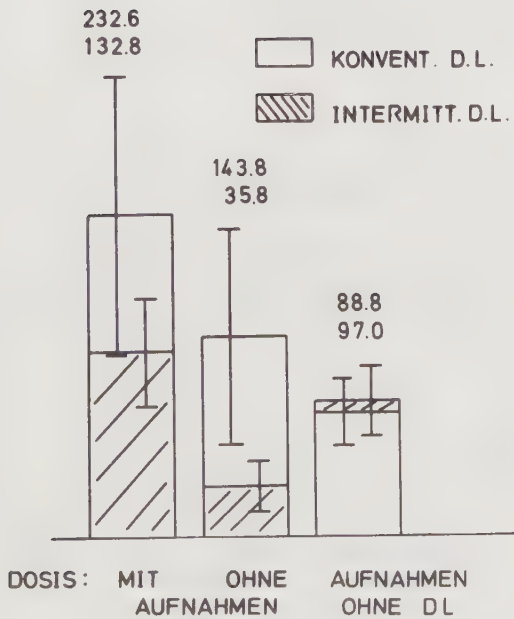
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 9

Dosisbelastung bei Patienten mit
Bauchumfang >100 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 12

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT GERINGEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	137,80	107,00	30,80	5,73
B	69,05	68,85	11,58	3,33
C	21,83	21,77	3,66	1,05
D	0,50	0,64	0,37	0,58
E	0,19	0,27	0,13	0,23

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	76,80	43,40	33,40	5,73
B	15,78	22,32	7,82	3,33
C	4,99	7,05	2,47	1,05
D	0,20	0,51	0,23	0,58
E	0,06	0,20	0,07	0,23

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

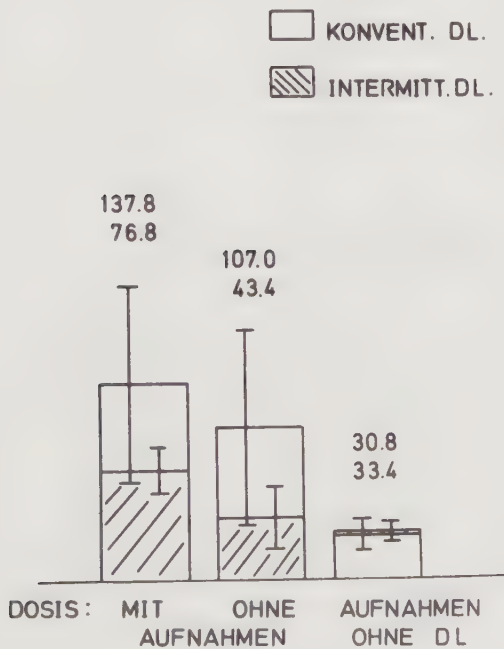
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 10

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten mit
Bauchumfang <75 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 13

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT MITTLEREM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	180,62	120,66	59,95	3,46
B	45,16	36,59	17,97	0,93
C	6,51	5,28	2,59	0,13
D	0,25	0,30	0,29	0,27
E	0,03	0,04	0,04	0,04

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	87,04	35,95	51,08	3,46
B	27,47	8,69	23,27	0,93
C	3,96	1,25	3,35	0,13
D	0,31	0,24	0,45	0,27
E	0,04	0,03	0,07	0,04

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

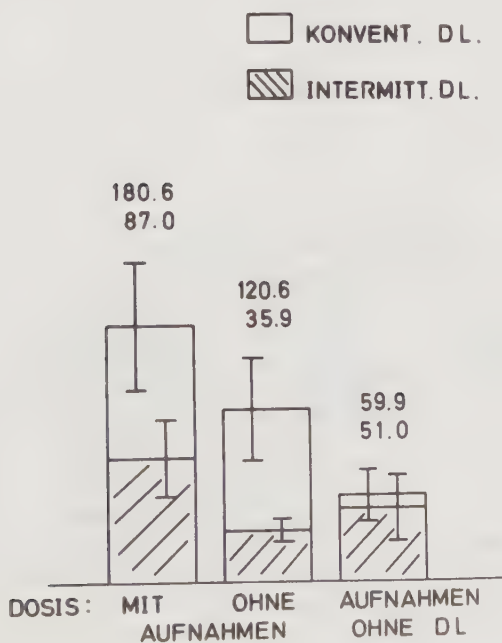
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 11

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten mit
Bauchumfang 75 bis 100 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 14

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT STARKEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	316,50	206,50	110,00	4,50
B	129,40	103,94	25,45	2,12
C	64,70	51,97	12,72	1,06
D	0,40	0,50	0,23	0,47
E	0,23	0,30	0,12	0,28

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	169,00	48,00	121,00	4,50
B	31,11	29,69	1,41	2,12
C	15,55	14,84	0,70	1,06
D	0,18	0,61	0,01	0,47
E	0,09	0,41	0,00	0,28

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

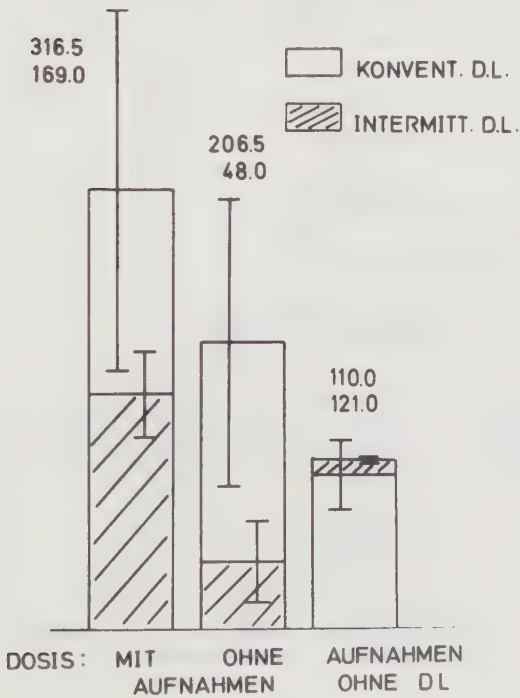
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 12

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten mit
Bauchumfang > 100 cm
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 15

GESAMTES PATIENTENGUT

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	153,05	100,82	52,23	3
B	64,03	33,48	34,01	3
C	6,40	3,34	3,40	3
D	0,41	0,33	0,65	3
E	0,04	0,03	0,08	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	81,95	31,52	50,42	3
B	46,90	10,61	38,77	3
C	4,69	1,06	3,87	3
D	0,57	0,33	0,76	3
E	0,07	0,03	0,11	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

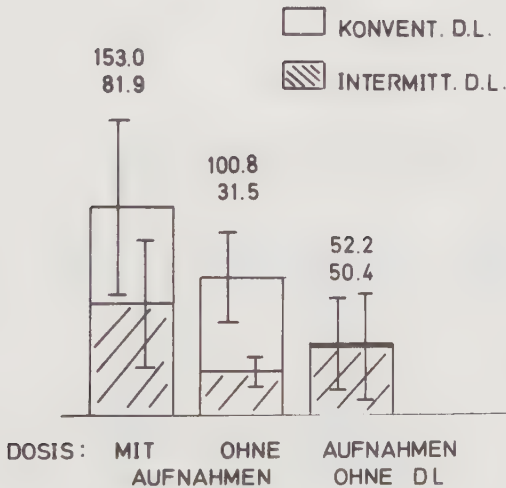
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 13

Dosisbelastung aller untersuchten Patienten
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 16

PATIENTEN MIT GERINGEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	93,35	63,88	29,46	3
B	71,63	34,99	38,44	3
C	22,65	11,06	12,15	3
D	0,76	0,54	1,30	3
E	0,35	0,21	0,86	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	55,08	26,08	29,00	3
B	40,07	11,20	29,35	3
C	12,67	3,54	9,28	3
D	0,72	0,42	1,01	3
E	0,33	0,15	0,55	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

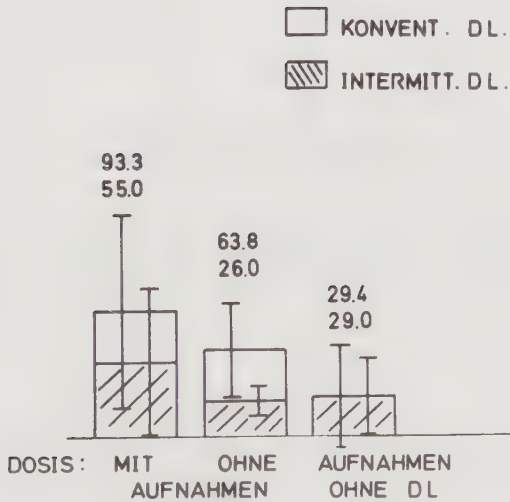
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 14

Dosisbelastung bei Patienten mit Bauchumfang <75 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(15 R x cm²)



Tab. 17

PATIENTEN MIT MITTLEREM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	144,24	98,09	47,76	3
B	41,97	23,57	24,14	3
C	4,75	2,63	2,69	3
D	0,29	0,24	0,50	3
E	0,03	0,02	0,06	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	75,67	31,20	44,47	3
B	32,95	9,40	26,25	3
C	3,68	1,05	2,93	3
D	0,43	0,30	0,59	3
E	0,05	0,03	0,08	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

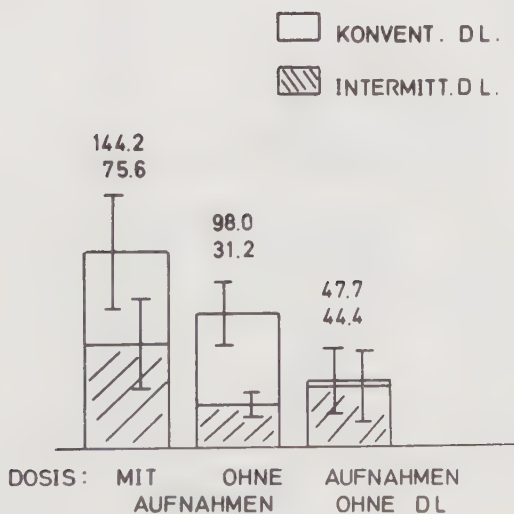
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 15

Dosisbelastung bei Patienten mit Bauchumfang 75 bis 100 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 18

PATIENTEN MIT STARKEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	270,20	159,60	110,75	3
B	71,98	31,43	43,43	3
C	22,76	9,94	13,73	3
D	0,26	0,19	0,39	3
E	0,09	0,06	0,14	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	159,01	39,55	119,45	3
B	77,70	16,52	62,89	3
C	24,57	5,22	19,88	3
D	0,48	0,41	0,52	3
E	0,18	0,15	0,20	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

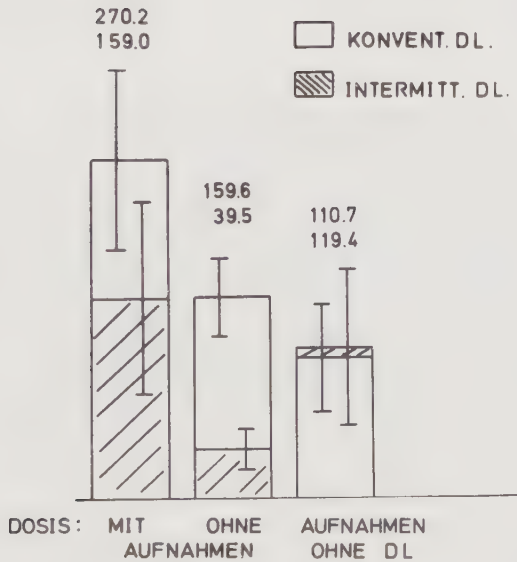
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 16

Dosisbelastung bei Patienten mit Bauchumfang > 100 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm^2)



Tab. 19

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT GERINGEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	93,55	63,88	29,46	3
B	71,63	34,99	38,44	3
C	22,65	11,06	12,15	3
D	0,76	0,54	1,30	3
E	0,35	0,21	0,86	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	55,08	26,08	29,00	3
B	40,07	11,20	29,35	3
C	12,67	3,54	9,28	3
D	0,72	0,42	1,01	3
E	0,33	0,15	0,55	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

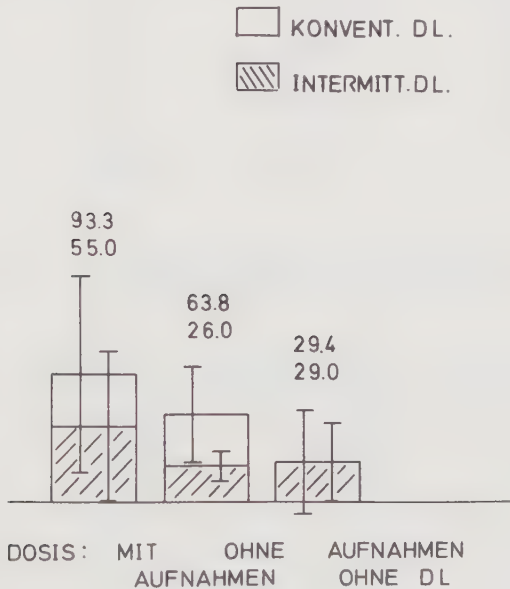
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 17

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten
mit Bauchumfang < 75 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm^2)



Tab. 20

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT MITTLEREM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	160,89	105,00	55,88	3
B	42,63	21,76	24,94	3
C	6,15	3,14	3,60	3
D	0,26	0,20	0,44	3
E	0,04	0,03	0,07	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	81,73	32,94	48,80	3
B	35,08	10,36	28,03	3
C	5,06	1,49	4,04	3
D	0,42	0,31	0,57	3
E	0,07	0,04	0,10	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

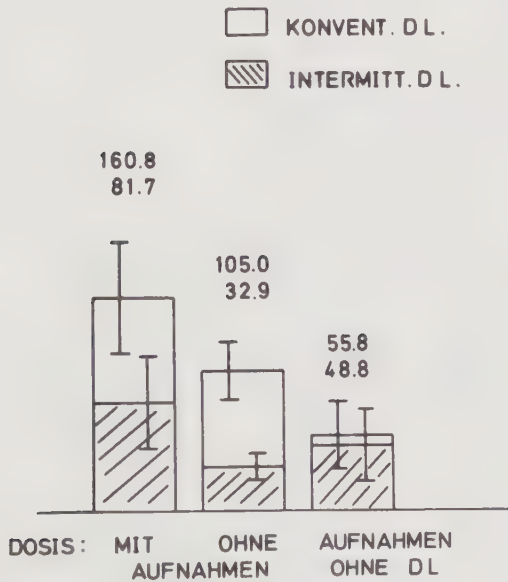
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 18

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten
mit Bauchumfang 75 bis 100 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



Tab. 21

POSTOPERATIVE MÄGEN

PATIENTEN MIT STARKEM BAUCHUMFANG

Dosisflächenprodukt während
der konventionellen Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	214,50	136,50	78,00	3
B	14,84	4,94	19,79	3
C	7,42	2,47	9,89	3
D	0,06	0,03	0,25	3
E	0,03	0,01	0,13	3

Dosisflächenprodukt während
der intermittierenden Durchleuchtung

	Dosis mit Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis ohne Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Dosis der Zielaufnahmen (15 R x cm ²)	Zeit(min)
A	121,25	30,75	90,50	3
B	36,41	5,30	41,71	3
C	18,20	2,65	20,85	3
D	0,30	0,17	0,46	3
E	0,16	0,88	0,27	3

Erläuterung:

A = Mittelwert

B = Standardabweichung

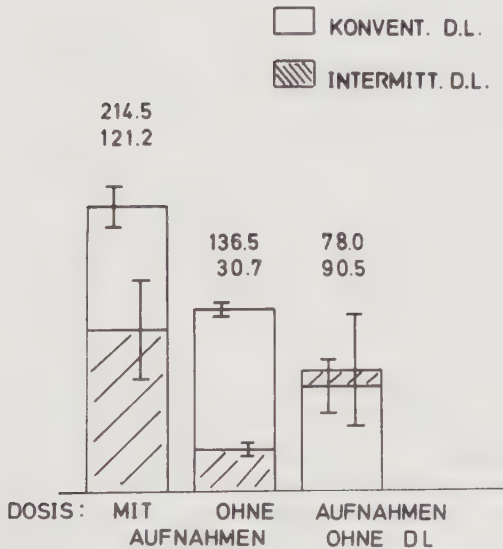
C = Mittlerer Fehler der Standardabweichung

D = Variabilitätskoeffizient

E = Mittlerer Fehler des Variabilitätskoeffizienten

Abb. 19

Dosisbelastung bei postoperativen Patienten
mit Bauchumfang >100 cm
bezogen auf eine Durchleuchtungsdauer von 3 Minuten
(Mittelwert und Standardabweichung)
(15 R x cm²)



G. ZUSAMMENFASSUNG

1. Einleitend wird zur Problematik der Dosisbelastung für den Patienten bei einer normalen Röntgendurchleuchtung Stellung genommen und gleichzeitig auf ein dosisverminderndes, sogenanntes intermittierendes Durchleuchtungssystem hingewiesen.
2. Der historische Teil gibt einen Überblick über die Entwicklung der Bildspeichersysteme seit der Einführung des Röntgenfernsehens in die Röntgentechnik.
3. Anschließend wird das Prinzip unseres gepulsten Speichersystems mit der dazugehörigen Dosisleistungsregelung erläutert.
4. Unsere Röntgenuntersuchungen wurden in der Poliklinik München an 100 magenerkrankten Patienten, zum größten Teil postoperative Fälle, durchgeführt. Die Hälfte des Krankengutes wurde konventionell, die andere Hälfte intermittierend durchleuchtet.
5. Im gesamten Patientengut, das je nach Bauchumfang in schlank, mittel und stark unterteilt wurde, zeigte sich mit einbezogener Zielaufnahmedosis eine Dosisverminderung um den Faktor 1,9, ohne Zielaufnahmedosis um den Faktor 3,3, d. h. um etwa 67 Prozent. Bei den postoperativen Mägen fanden sich in etwa die gleichen Ergebnisse.

6. Die besten Resultate ergaben sich bei den Patienten mit starkem Bauchumfang. Hier konnte die Dosis um 75,2 Prozent, bei den postoperativen dicken Patienten um nahezu 77 Prozent reduziert werden. Die Ergebnisse wurden anhand von 21 Tabellen und 19 Abbildungen illustriert.
7. Es wurden Erfolge und Methoden anderer Autoren erläutert sowie auf die Vor- und Nachteile der intermittierenden Bildspeichersysteme hingewiesen. Das von uns angewandte intermittierende Durchleuchtungsverfahren wird für die Angiographie, Angiocardiographie und die chirurgischen Durchleuchtungen bei Knochenoperationen, z. B. Verschraubungen, Verplattungen und ähnliches empfohlen, da hier die Durchleuchtung erfahrungsgemäß zum Teil extreme Strahlenbelastungen für den Patienten mit sich bringt.

H. LITERATUR

1. B e r c i , G., A. J. S e y l e r : An x-ray television image storage apparatus.
Amer. J. Roentgenol. 90: 1290, (1963)
2. D o c k e r , M., R. A s t l e y : A video tape recorder used to reduce patient dose during x-ray screening.
Brit. J. Radiol. 42: 358, (1969)
3. D o r p h , S., T. M y g i n d , A. N o r t h e v e d
B. O k s h o l m , O. P e t e r s e n :
A dose reducing fluoroscopy system.
Radiol. 97: 399, (1970)
4. G e b a u e r , A., J. L i s s n e r , G. S c h o t t :
Das Röntgenfernsehen
Thieme, Stuttgart 1965: 135
5. G r o l l m a n , J. H., M. D. H. K l o s t e r m a n ,
M. W. H e r m a n , C. L. M o l e r ,
L. M. E b e r : Dose reduce low pulse rate
fluoroscopy.
Radiol. 105: 293 - 298, (1972)
6. H a e n d l e , J., M. A l e x a n d r e s c u ,
K. W. F r e y , H. H a e n d l e ,
J. L i s s n e r : Dose reduction in
intermittent television fluoroscopy.
Paper present at the XIII International
Congress of Radiology in Madrid, Oct. 1973

7. H o l l e , F., W. H a r t , H. B ü c h n e r :
Spezielle Magen Chirurgie.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York
154 - 760, (1968)
8. K r a m e t z , K., W. P. C o c k s h o t t ,
H. C o l e : Anwendung einer Fern-
seh-Bildspeicheranlage mit Halbleiter-
Speicherröhre in der Röntgentechnik.
Fortschr. Röntgenstr. 118,1: 91 - 95
(1973) Thieme, Stuttgart
9. M i l l e r , W. B., V. D. B a k e r , H. S. W e e n s ,
J. H. L a r o s e , R. S. C o l v i n ,
A. R. M o s e s : Design an evaluation
of an electronic radiography system.
Department of Health Education and Welfare
(F. D. A.) 72, 8014 Rock-ville,
md., (1971)
10. S c h u t , T. G., W. J. O o s t e r k a m p :
The application of electronic memories in
Radiology.
Medicamunde 5: 85 - 88, (1959)
11. V e r o r d n u n g über den Schutz vor Schäden durch
Röntgenstrahlen.
RöV vom 1. März 1973
12. W a l l m a n , H., J. W i c k b o m : Roentgen-
television equipment for use in surgery.
Acta Radiol. 51: 297 (1959)
13. W e b s t e r , E. W., L. C. S m i t h : A system for
stereoscopic fluoroscopy involving
elektronic storage.
Radiol. 78: 117, (1962)

Mein besonderer Dank gilt
Herrn Prof. Dr. J. Lissner
für die Überlassung des Arbeitsplatzes, sowie den Herren
Prof. Frey, Dr. Händle und
Dr. Wahle für ihre überaus
freundliche Mitarbeit.

Lebenslauf

Am 19. 11. 1948 in Prien am Chiemsee geboren,
besuchte ich, Christine Elisabeth Porzel, geb.
Pretzl, bis 1969 das Ludwig-Thoma Gymnasium
in Prien.

1970 immatrikulierte ich mich an der
Ludwigs - Maximilians - Universität zu München,
um mich dem Studium der Zahnheilkunde zu widmen,
das ich mit dem Staatsexamen 1975 abschloß.

